

		внутрішні, невидимі частини об'єкту, тоді як для вирішення поставленої задачі достатнім є лише опис поверхонь.
Дексельне (dixel) і тридексельне (Tri-dixel)	- більш структуроване представлення даних	-деяка втрата якості інформації
Z-буфер	-легка і швидка (без ітерацій) навігація по моделі поверхні	-можливі випадки невизначеності топології; -квадратичне збільшення розрахункових витрат при рості числа розбиттів; -зниження точності апроксимації зі збільшенням кутів нахилу поверхонь тіл

Отже, voxel, dixel, Tri-dixel – найпридатніші з способів представлення.

Наразі є багато рішень, що працюють на основі цих моделей.

Список літератури:

1. Stroud I., Nagy H.: Solid Modelling and CAD Systems, Springer, Berlin 2011
2. Jang, D., Kim, K., Jung, J., Voxel-Based Virtual Multi-Axis Machining, Advanced Manufacturing Technology, Vol. 16, No. 10, 2000, pp 709-713.
3. Y. Ren, W. Zhu and Y.-S. Lee.: Feature Conservation and Conversion of Tri-dixel Volumetric Models to Polyhedral Surface Models Vol. 5, No 6, 2008, pp 932-941.
4. Kim YH., Ko SL.: Improvement of cutting simulation using the octree method No 30, 2005, pp. 1152-1160.
5. Caon M.: Voxel-based computational models of real human anatomy: a review.

УДК 621.326

Кагляк О.Д. ст.виклад.; Погарченко А.В. уч.; Гончарук О.О. ас.

ЛАЗЕРНА ГІПЕРТЕРМІЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Використання лазерного випромінювання в хірургії в якості різального інструменту є безконтактним, має бактерицидну дію та дозволяє робити мінімальні розтини тканин. Однак, потребує ґрунтовного вивчення вплив лазерної енергії на біологічні тканини безпосередньо в зоні обробки та на прилеглі ділянки. Також необхідно приділити увагу залежності характеру впливу від режиму опромінення.

Лазерне випромінювання має найрізноманітніший, багатофакторний вплив на біотканини. Особливості та ступінь цього впливу залежать від геометрії випромінювання, його енергетичних, спектральних і інших характеристик, а також від оптичних та біофізичних властивостей самої тканини. Тому подальше вивчення фізичних основ застосування лазерної техніки в медицині і закономірностей процесів, що при цьому відбуваються в тканинах є актуальним.

Розглянуті механізми біологічної дії лазерного випромінювання низької і високої інтенсивності. Відмічено, що вони відрізняються один від одного.



Рис.1. а) – експериментальне обладнання, б) – опромінені зразки

У механізмі біологічної дії лазерного випромінювання низької інтенсивності переважають фотохімічні і фотоелектричні ефекти. Біологічна дія лазерного випромінювання високої інтенсивності крім того реалізується в тканинах організму у вигляді змін енергетичного змісту електронних рівнів, коагуляції білкових структур, а також ефектів наслідків.

Для проведення експериментальних досліджень був використаний стенд на базі твердотілого Nd:YAG лазера (ЛТН-102), наведений на рис.1 а

Проведене дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічну тканину в залежності від глибини фокусування променя і тривалості впливу дозволило якісно проаналізувати процес взаємодії показало, що лазерне випромінювання в ближньому інфрачервоному діапазоні на довжині хвилі 1,06 мкм (Nd:YAG лазер) дозволяє здійснювати керований процес взаємодії. Разом з тим, недоліком його є значний термічний вплив на навколишні тканини (рис. б).

УДК 621.9.04

Романов Б.С. асп.; Кагляк О.Д., к.т.н. ст. викл.; Головка Л.Ф. проф. д.т.н.; Калашнік Р.О., студ.

ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕМПЕРАТУРНОГО РОЗПОДІЛУ ПРИ ЛАЗЕРНОМУ ФОРМУВАННІ

Лазерний процес формування є економічно вигідним процесом для формування металевих конструкцій, в якості засобу швидкого прототипування і корегування. Формування локальними тепловими джерелами мають велике значення для галузей, які раніше спиралася на дорогі штампи тиснення і преси. Тому у певних галузях промисловості: аерокосмічній, автомобільній, суднобудівній та мікроелектроніці формування локальним тепловим джерелом користується попитом. На відміну від звичайних методів формування цей методу не вимагає механічного контакту і, отже, має багато переваг[1-6].

Процес лазерного формоутворення є тепловим процесом, і температура в зоні обробки багато в чому визначальна для величини та характеру кінцевої деформації. Отже, визначення температури процесу важливе для прогнозування результатів обробки. Для порівняння розрахункових значень температур з експериментальними, пропонується проводити вимірювання температури в процесі обробки за допомогою термопар. Оскільки визначення температури безпосередньо в зоні обробки дещо ускладнене, то вимірювання проводилося на деякій віддалі від неї. Це дає можливість отримати дані для порівняння експериментальної температури з розрахунковими значеннями та перевірити адекватність розрахункової моделі.